



(19) BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES

PATENT- UND
MARKENAMT(12) **Offenlegungsschrift**
(10) **DE 101 03 503 A 1**

(5) Int. Cl. 7:

A 61 F 2/06

A 61 B 5/03

A 61 M 29/00

A 61 F 2/04

(21) Aktenzeichen: 101 03 503.9
 (22) Anmeldetag: 26. 1. 2001
 (23) Offenlegungstag: 14. 8. 2002

(71) Anmelder:

Fraunhofer-Gesellschaft zur Förderung der angewandten Forschung e.V., 80636 München, DE

(74) Vertreter:

Gagel, R., Dipl.-Phys.Univ. Dr.rer.nat., Pat.-Anw., 81241 München

(72) Erfinder:

Thielecke, Hagen, Dipl.-Ing., 66386 St. Ingbert, DE; Robitzki, Andrea, Dr., 68519 Viernheim, DE; Mack, Alexandra, Dr., 64372 Ober-Ramstadt, DE; Stieglitz, Thomas, Dr., 66564 Ottweiler, DE; Scholz, Oliver, Dipl.-Ing., 66119 Saarbrücken, DE; Haase, Karl Konstantin, Dr., 67346 Speyer, DE; Süsselbeck, Tim, Dr., 68161 Mannheim, DE

(56) Entgegenhaltungen:

US	60 53 873 A
US	59 67 986 A
WO	00 56 242 A1
WO	00 12 028 A1

Thieleke, H., Stieglitz, Th. et al.: Positioning sensing of Cells in Diagnostic Test Systems by Impedance. Measurement. In: Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancing Technology IEEE Service Center, 1999, S. 849;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Endoluminales expandierbares Implantat mit integrierter Sensorik

(57) Die vorliegende Erfindung betrifft ein endoluminales expandierbares Implantat mit integrierter Sensorik, insbesondere einen Stent. Der Stentkörper ist an seinem Innen- oder Außenumfang von einer flexiblen und dehnbaren Folie zumindest zum größten Teil umschlossen. In der Folie sind arrayförmig eine Vielzahl von Elektroden, ein gedünnter Halbleiterchip mit integrierter Elektronik sowie Leiterbahnen zur Verbindung der integrierten Elektronik mit den Elektroden angeordnet. Die integrierte Elektronik ist zur Ansteuerung der Elektroden für die Aufnahme von Impedanzspektren ausgebildet, um über die Fläche der Folie räumlich aufgelöste Impedanzspektren zu erhalten. Leiterbahnen, die eine elektrische Verbindung quer zur Längsachse des Implantatkörpers auf der Folie herstellen, sind aus einem dehbaren Material gebildet und/oder verlaufen mäanderförmig.

Das Implantat lässt sich in herkömmlicher Form implantieren und expandieren und liefert Proliferationsparameter zur sicheren Risikostratifizierung.

DE 101 03 503 A 1**DE 101 03 503 A 1**

der Folie sind Sensorelemente, ein gedünnter Halbleiterchip mit integrierter Elektronik sowie Leiterbahnen zur Verbindung der integrierten Elektronik mit den Sensorelementen angeordnet. Die Folie ist in geeigneter Weise am Implantatkörper befestigt. Beim vorliegenden Implantat ist die erste Folie mit den integrierten Sensorelementen und dem Halbleiterchip dehnbar ausgestaltet, so dass sie einer radialen Expansion des Implantats jederzeit folgen kann. Die Sensorelemente werden durch eine Vielzahl von über die Folienfläche arrayförmig verteilt angeordneten ersten Elektroden gebildet. Die integrierte Elektronik ist zur Ansteuerung der ersten Elektroden für die Aufnahme von Impedanzspektren zwischen den bzw. jeweils einzelnen der ersten Elektroden ausgebildet, um über die Fläche der ersten Folie – und somit den Innen- oder Außenumfang des Implantats – räumlich aufgelöste Impedanzspektren zu erhalten. Weiterhin sind gegebenenfalls Leiterbahnen, die eine elektrische Verbindung quer zur Längsachse bzw. axialen Richtung des Implantatkörpers auf der ersten Folie herstellen, aus einem dehbaren Material gebildet und/oder verlaufen mäanderförmig. Sind die Elektroden sowie der zumindest eine Halbleiterchip derart angeordnet, dass keine elektrischen Verbindungen quer zur Längsachse des Implantatkörpers auf der ersten Folie erforderlich sind, so ist die letztgenannte Maßnahme selbstverständlich nicht erforderlich.

[0014] Bei diesem Implantat, das vorzugsweise als Stent ausgebildet ist, werden somit eine Vielzahl von Elektroden derart auf der ersten Folie angeordnet, dass sie mit dem Gewebe- oder Plaquematerial, das die Innen- oder Außenwand des Stents umgibt, elektrischen Kontakt haben. Die Elektroden sind elektrisch mit der Elektronik des Halbleiterchips verbunden, die die Elektroden zur Erfassung der räumlich aufgelösten Impedanzspektren ansteuert. Zusätzlich ist die Elektronik vorzugsweise zur Auswertung und/oder Übertragung der erfassten Messdaten an einen externen Empfänger ausgebildet. Um die räumliche Verteilung der Gewebe- und Plaqueparameter im bzw. um den Stent zu bestimmen, werden jeweils die Impedanzspektren an unterschiedlichen Stellen des Stents zwischen dort angeordneten Elektroden aufgenommen. Aus den Impedanzspektren eines Elektrodenpaars lassen sich die Parameter des Gewebes bzw. Plaquematerials ermitteln, das sich zwischen den Elektroden befindet. Aus der Gesamtheit der aufgenommenen Impedanzspektren lässt sich die räumliche Verteilung dieser Parameter bestimmen. Je nach Ausbildung und Anwendungsfall des vorliegenden Implantates können die Strom einspeisung und die Spannungsmessungen zur Aufnahme der Impedanzspektren über die gleichen oder über unterschiedliche Elektroden erfolgen, so dass Zwei-, Drei- oder Vier-Elektrodenanordnungen eingesetzt werden können.

[0015] Durch die dehbare Ausgestaltung der flexiblen und dünnen ersten Folie sowie der geeigneten Ausgestaltung der Leiterbahnen zur Verbindung der einzelnen elektrischen Komponenten auf der Folie untereinander treten keinerlei Probleme bei der Expansion des Stents nach dessen Implantation auf. Die Folie wird entweder um den Innenumfang oder den Außenumfang des Stents gelegt und dort befestigt. Die Folie kann den Stent hierbei vollständig umschließen oder lediglich zu einem größeren Teil. Durch diese Anordnung und die dünne Ausgestaltung der Folie kann der Stent mit Sensorik wie ein herkömmlicher Stent radial expandiert und implantiert werden. Aufgrund der geringen Dicke der Folie wird weder der Gesamtdurchmesser noch das Lumen des Implantates durch die Sensorik wesentlich verändert.

[0016] Das erfindungsgemäße Implantat ermöglicht in vorteilhafter Weise die Erfassung der räumlichen Verteilung von Gewebe- und Plaqueparametern im und um den Stent

nach dessen Implantation sowie deren zeitliche Änderung. Dadurch lassen sich relevante Parameter für eine Risikostratifizierung, eine Therapiekontrolle oder für eine kontrollierte Wirkstofffreisetzung bereithalten. Der Stent lässt sich

5 in herkömmlicher Weise implantieren und innerhalb des Gefäßes expandieren, ohne die elektronischen Komponenten sowie die Messeigenschaften hierdurch zu gefährden.

[0017] In einer bevorzugten Ausführungsform des vorliegenden Implantats ist eine zweite dünne Folie vorgesehen, die gegebenenfalls über eine dünne Zwischenschicht an der ersten Folie anliegt. Die zweite Folie ist ebenso wie die erste

10 Folie elastisch und dehnbar ausgestaltet. Die zweite Folie trägt ein Kondensatorarray sowie Leiterbahnen zur Verbindung der Kondensatoren des Kondensatorarrays untereinander und verbindet das Kondensatorarray über eine elektrische Kontakierung zur ersten Folie zur Energieversorgung mit der Elektronik des Halbleiterchips. Die Leiterbahnen auf der zweiten Folie, die eine elektrische Verbindung quer, insbesondere senkrecht, zur Längsachse des Implantatkörpers herstellen, sind aus einem dehbaren Material gebildet und/oder verlaufen mäanderförmig. Durch diese zweite Folie mit dem Kondensatorarray wird ein Energiespeicher zur Verfügung gestellt, der die gegebenenfalls drahtlos von einer externen Energiequelle übertragene oder durch interne

20 Energiewandlung gewonnene Energie speichert und bei Bedarf der Elektronik des Halbleiterchips zur Verfügung stellt. Die zweite Folie ist hierzu wie die erste Folie elektrisch isolierend ausgebildet und trägt eine Vielzahl von Mikro kondensatoren, die durch die Leiterbahnen miteinander verbunden sind. Das Implantat mit den beiden Folien unterscheidet sich in seinen Abmessungen aufgrund der geringen Dicke der Folien nur unwesentlich von einem herkömmlichen Implantat ohne integrierte Sensorik. Durch ein derartiges Kondensatorarray, dessen Kondensatoren über die volle Innen-

25 bzw. Außenfläche des Stents verteilt sind, wird eine hohe Speicherkapazität ermöglicht, ohne das Lumen des Stents merklich zu verringern. Andererseits ermöglicht dieser Energiespeicher einen zuverlässigen Betrieb der integrierten Elektronik. Durch die dehbare Ausgestaltung der zweiten

30 Folie sowie die Dehnbarkeit der Leiterbahnen aufgrund des besonderen Materials oder mäanderförmigen Verlaufs lässt sich der Stent in üblicher Weise nach der Implantation expandieren.

[0018] Die in der zweiten Folie angeordneten elektrischen Komponenten, d. h. das Kondensatorarray sowie die Leiterbahnen, können zum gleichen Zweck auch direkt in der ersten Folie integriert und gegenüber den anderen Komponenten der ersten Folie entsprechend elektrisch isoliert sein. In einer derartigen Ausgestaltung ist keine separate zweite Folie, sondern lediglich ein schichtartiger Aufbau der ersten Folie erforderlich.

[0019] In einer weiteren vorteilhaften Ausführungsform besteht die Substratfolie (erste Folie) des Elektrodenarrays aus einem piezoelektrischen Material. Beidseitig dieser Folie sind zweite Elektroden, beispielsweise als entsprechend strukturierte Elektrodenschicht, angeordnet. Diese Elektroden werden durch eine Isolationsschicht von den darauf befindlichen ersten Elektroden, den Sensorelementen, getrennt. Durch diese Ausgestaltung lässt sich eine kontinuierliche Stromversorgung und somit ein kontinuierliches Monitoring unabhängig von externen Energiequellen realisieren. Durch Druckänderungen im Inneren des Stents, beispielsweise durch den Pulsschlag, wird die piezoelektrische Folie gedeckt, so dass eine Änderung der Spannung zwischen den zweiten Elektroden der beiden Folienseiten resultiert. Die gewandelte Energie wird nach einer AC/DC-Wandlung im Kondensatorarray gespeichert oder dient direkt der Energieversorgung der Halbleiterelektronik. Die

toren trägt. In der Figur sind sehr gut die einzelnen Elektroden 4 des Elektrodenarrays der Folie 2 zu erkennen, die mit in den Stent hineinwachsendem Gewebe in Kontakt kommen. Der Stent selbst ist in üblicher Weise aufgebaut und besteht beispielsweise aus einem Drahtgeflecht. Die beiden Folien 2 und 3 umschließen den Stentkörper 1 in diesem Beispiel beinahe vollständig. Die Befestigung am Stentkörper sowie die Verbindung zwischen den Folien kann über dem Fachmann bekannte Klebemittel erfolgen.

[0037] Bei einer radialen Expansion des in der Fig. 1 dargestellten Stents dehnen sich die beiden aufgebrachten Folien in gleicher Weise wie der Stent, ohne die elektrischen Komponenten, die in bzw. auf den Folien integriert sind, zu beschädigen.

[0038] Zur Herstellung eines flexiblen, elastischen Elektrodenarrays, d. h. der ersten Folie 2 mit dem Elektrodenarray der Elektroden 4, werden auf einer Elastomerfolie 2 Metallschichten für die Elektroden 4 und Leiterbahnen 5 abgeschieden und strukturiert. Ein ultradünner flexibler Siliziumchip 6 wird in Halbleitertechnologie hergestellt und durch eine bekannte Verbindungstechnik für flexible Chips auf flexible Substrate mit der Elastomerfolie 2 verbunden. Der Chip 6 ist als schmales Rechteck ausgeführt und wird vorzugsweise so auf das Elektrodensubstrat 2 aufgebracht, dass die Kanten der schmalen Seiten des Rechtecks in der Richtung liegen, in die das Elektrodensubstrat 2 bei Expansion des Stentkörpers 1 gelehnt wird.

[0039] Techniken zum Verbinden eines gedünnen Halbleiterchips mit einer Folie sind beispielsweise aus Aschbrenner et al., Concepts for Ultra Thin Packaging Technologies, Proceedings. 4th International Conference on Adhesive Joining and Coating Technology in Electronics Manufacturing, 2000, Seiten 16–19, bekannt.

[0040] Fig. 2 zeigt in schematischer Darstellung ein Beispiel für ein auf einer Folie 2 aufgebrachtes Elektrodenarray mit zugehörigen Leiterbahnen 5 und dem Halbleiterchip 6. Die Folie 2 ist eine zumindest in einer Richtung (durch die Pfeile angedeutet) dehnbare, elastische und elektrisch nicht leitende Elastomerfolie. Auf der Folie sind die freigelegten Elektroden 4 des Elektrodenarrays zu erkennen, die über Leiterbahnen 5 mit dem Halbleiterchip 6 verbunden sind, der die Ansteuerung der Elektroden übernimmt. Um die Kräfte auf die elektrischen Verbindungen zwischen dem Elektrodenarray und dem Halbleiterchip 6 während und nach der Stentexpansion zu minimieren, kann die Dehnbarkeit der Folie 2 in dem Bereich, in dem sich der Chip 6 befindet, herabgesetzt werden. Dies kann je nach Elastomermaterial beispielsweise durch lokale Licht- oder Wärmebehandlung (z. B. mittels Laser) erreicht werden.

[0041] Die Elektroden 4 sind so angeordnet, dass sie nach Stentexpansion äquidistant sind. Weiterhin sind die Leiterbahnen 5, in Bereichen, in denen sie sich in Dehnungsrichtung der Folie 2 erstrecken, mäanderförmig ausgeführt. Dieser mäanderförmige Verlauf der Leiterbahnen 5 ermöglicht das Dehnen der Folie 2 in der angegebenen Richtung, ohne dass die Leiterbahnen 5 hierdurch beschädigt oder unterbrochen werden. Der mäanderförmige Verlauf ermöglicht somit eine elastische elektrische Verbindung der Elektroden 4 mit dem Halbleiterchip 6. In der Figur sind weiterhin Anschlüsse 7 für ein System zur Wirkstofffreisetzung sowie Anschlüsse 8 zur Energieversorgung des Halbleiterchips 6 zu erkennen. Der Halbleiterchip 6 weist eine Elektronik bzw. einen integrierten Schaltkreis (IC) auf, der die Elektroden 4 des Elektrodenarrays zur impedanzspektroskopischen Messung ansteuert. Die Ansteuerung erfolgt hierbei daran, dass eine räumlich aufgelöste Messung der Impedanz in Abhängigkeit von der Wellenlänge erzielt wird.

[0042] Ein Beispiel für ein Blockschaltbild des integrier-

ten Schaltkreises ist in Fig. 4 dargestellt. Die Elektroden 4, die sich auf einer Linie (hier als Längsachse 1..m bezeichnet) parallel zur Längsachse des Stentkörpers befinden sind jeweils mit einem Multiplexer verbunden. Die Multiplexer 5 verbinden jeweils zwei benachbarte Elektroden 4 einer Längsachse mit Impedanzanalysatoren, die Impedanzspektren für die Elektrodenpaare ermitteln. Die Impedanzspektren werden über eine Steuerschaltung entweder in einen Speicher, der sich auf dem Chip 6 befindet, geschrieben oder telemetrisch an eine Empfangseinheit außerhalb des Gefäßes gesendet. Durch eine Analyseschaltung können aus den Impedanzspektren Ereignisse ermittelt werden, bei denen Steuersignale an ein System zur kontrollierten Wirkstofffreisetzung gegeben werden. Dem Schaltkreis wird die

10 Energie induktiv von einer externen Energiequelle und/oder von Energiewandlern, die sich am Stent befinden, zugeführt. Die Energie wird in einem Kondensatorarray zwischengespeichert. Für den Betrieb des Schaltkreises wird dcw Kondensatorarray Energie entnommen. Die Energieverwaltung 15 übernimmt hierbei ein Powermanagementmodul, das im Halbleiterchip 6 integriert ist.

[0043] Fig. 3 zeigt ein Beispiel für eine Folie 3 mit einem Array aus metallisierten Filmkondensatoren 9. Die Folie 3 besteht wiederum aus einem Elastomersubstrat, auf dem die 20 Filmkondensatoren 9 durch kombiniertes Abscheiden und Strukturieren von Metall- und Polymerschichten erzeugt werden. Konzepte zur Abscheidung von Materialien zur Herstellung monolithischer Filmkondensatoren werden beispielweise in Rzad et al., Advanced Materials for High

25 Energy Density Capacitors, IEEE 35th International Power Sources Symposium, 1992, beschrieben.
[0044] Die einzelnen Filmkondensatoren 9 sind in diesem Beispiel über Leiterbahnen 10 aus einem elastischen, elektrisch leitfähigen Material, vorzugsweise einem Polymermaterial, miteinander verbunden bzw. verschaltet. Die Anschlüsse 11 des Kondensatorarrays werden mit den Anschlüssen für die Energiespeicherung auf der Folie 2 mit dem Elektrodenarray verbunden. Danach werden die Folien 2, 3 für Elektroden- und Kondensatorarray gemeinsam um den Stentkörper 1 gelegt. Um den Stent mit dem Sensorsystem wird doppelhelixförmig ein dünner Draht gewickelt, wodurch eine Sende- und Empfangsspule gebildet wird. Die Enden der Spule werden mit den entsprechenden Eingängen am Halbleiterchip 6 verbunden.

30 [0045] Zum Fixieren des Sensorsystems und der Spule kann koaxial ein zweiter Stent über dem System angeordnet werden, wie dies als weiteres Ausführungsbeispiel in Fig. 5 dargestellt ist. Der innere Stentkörper 1 wird hierbei soweit radial expandiert, dass er gegen den zweiten Stentkörper 12 gepresst wird, so dass die Komponenten unter mechanischer Spannung stehen.

[0046] Fig. 6 zeigt ein Ausführungsbeispiel für eine besondere Ausgestaltung der elastischen Folie 2 mit dem Elektrodenarray. Als Substratmaterial dieser Folie wird im vorliegenden Beispiel eine piezoelektrische Folie 13 eingesetzt, die beidseitig mit Elektrodenstrukturen 14 versehen ist. Der Verlauf dieser Elektrodenstrukturen in Dehnungsrichtung der Folie ist wiederum mäanderförmig ausgeführt, um die Elastizität dieser Elektroden sicherzustellen. Auf der rechten Seite der Fig. 6a, die die piezoelektrische Folie 13 mit den aufgebrachten Elektroden 14 in Draufsicht zeigt, sind schließlich noch die Anchlussflächen der Rückseite 15 sowie der Vorderseite 16 zu erkennen. Über diese Anchlussflächen wird der Kontakt zu dem (nicht dargestellten) auf der Folie 13 aufgebrachten Halbleiterchip 6 hergestellt.

[0047] In Fig. 6b ist die Folie 13 mit den Elektroden 4 zur Gewebecharakterisierung, die das Elektrodenarray bilden, in Schnittansicht zu erkennen. Zwischen diesen Elektroden 65

Halbleiterchips (6) verbindet, wobei die Leiterbahnen (10) auf der zweiten Folie (3), die eine elektrische Verbindung quer zur Längsachse des Implantatkörpers (1) herstellen, aus einem dehnbaren Material bestehen und/oder mäanderförmig verlaufen.

5

3. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Folie (2) ein Kondensatorarray und Leiterbahnen (10) zur Verbindung der Kondensatoren (9) des Kondensatorarrays untereinander trägt, wobei das Kondensatorarray zur Energieversorgung mit der Elektronik des Halbleiterchips (6) verbunden ist und die Leiterbahnen (10), die eine elektrische Verbindung senkrecht zur Längsachse des Implantatkörpers (1) herstellen, aus einem dehnbaren Material bestehen und/oder mäanderförmig verlaufen.

10

4. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Folie (2) aus einem piezoelektrischen Material (13) mit beidseitig angeordneten zweiten Elektroden (14) besteht, die von einer Isolationsschicht (17) gegen die ersten Elektroden (4) isoliert sind, wobei elektrische Spannungen, die durch Dehnung oder Kompression der ersten Folie (2) aufgrund des piezoelektrischen Effektes zwischen den zweiten Elektroden (14) anliegen, über elektrische Verbindungen zum Aufladen des Kondensatorarrays und/oder zur Energieversorgung des Halbleiterchips (6) genutzt werden und zweite Elektroden (14), die sich quer zur Längsachse des Implantatkörpers (1) auf der ersten Folie (2) erstrecken, aus einem dehnbaren Material bestehen und/oder mäanderförmig verlaufen.

15

5. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die ersten Elektroden (4) derart auf der ersten Folie (2) angeordnet sind, dass sie nach der bestimmungsgemäßen Expansion des Implantatkörpers (1) äquidistant sind.

20

6. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Halbleiterchip (6) eine annähernd rechteckige Grundrissform mit größerer Längs- als Querachse aufweist, wobei die Längsachse des Halbleiterchips (6) annähernd parallel zur Längsachse des Implantatkörpers (1) verläuft.

25

7. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Dehnbarkeit der ersten Folie (2) im Bereich des Halbleiterchips (6) verringert ist.

30

8. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die ersten Elektroden (4) auf mehreren parallel zueinander und zur Längsachse des Implantatkörpers (1) verlaufenden Linien angeordnet sind, wobei für jede der Linien ein separater Halbleiterchip mit integrierter Elektronik zur Ansteuerung der Elektroden (4) auf der jeweiligen Linie vorgesehen ist und die Leiterbahnen (5) zwischen den Elektroden (4) und den Halbleiterchips nur parallel zu den Linien verlaufen.

35

9. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektronik zur Auswertung und/oder Übertragung von Messdaten an eine externe Einheit ausgebildet ist.

40

10. Implantat nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektronik zumindest einen Impedanzanalysator, einen Multiplexer, einen Speicher, eine Sende- und Empfangseinheit sowie ein Powermanagementmodul umfasst.

45

11. Implantat nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektronik je einen Multiplexer für jeweils eine feste Anzahl an Elektroden (4) aus der Vielzahl der Elektroden der ersten Folie (2) aufweist.

50

55

60

65

12. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass eine Sende- und Empfangsspule helix- oder doppelhelixförmig um den Implantatkörper (1) gewickelt und mit der Elektronik verbunden ist.

13. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektronik Ausgänge zur Steuerung einer am Implantatkörper (1) angeordneten Einheit zur Wirkstofffreisetzung aufweist.

14. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass ein weiterer zylinderförmiger und radial expandierbarer Implantatkörper (12) ko-axial über dem ersten Implantatkörper (1) angeordnet ist, wobei die erste (2) und gegebenenfalls zweite Folie (3) zwischen dem ersten (1) und dem weiteren Implantatkörper (12) liegen und der erste Implantatkörper (1) durch Expansion gegen den weiteren Implantatkörper (12) mechanisch verspannt ist.

15. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die erste (2) und/oder zweite Folie (3) perforiert sind.

16. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Folie (2) mit einer Schicht versehen ist, die unter Zugspannung steht, so dass sich die Folie (2) jederzeit aufgrund der Zugspannung an die Oberfläche des Implantatkörpers (1) anlegt.

17. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass weitere Sensorelemente auf der ersten Folie (2) angeordnet und mit der Elektronik des Halbleiterchips (6) verbunden sind.

Hierzu 8 Seite(n) Zeichnungen

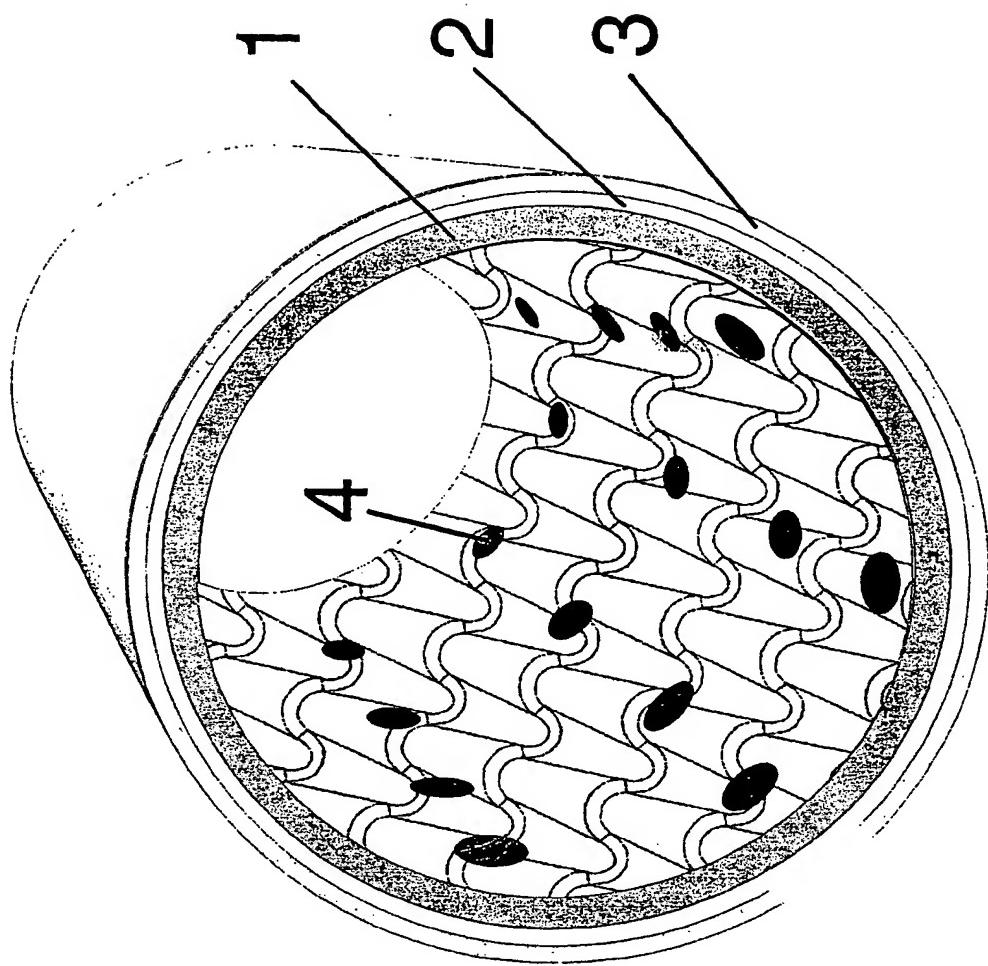


Fig. 1

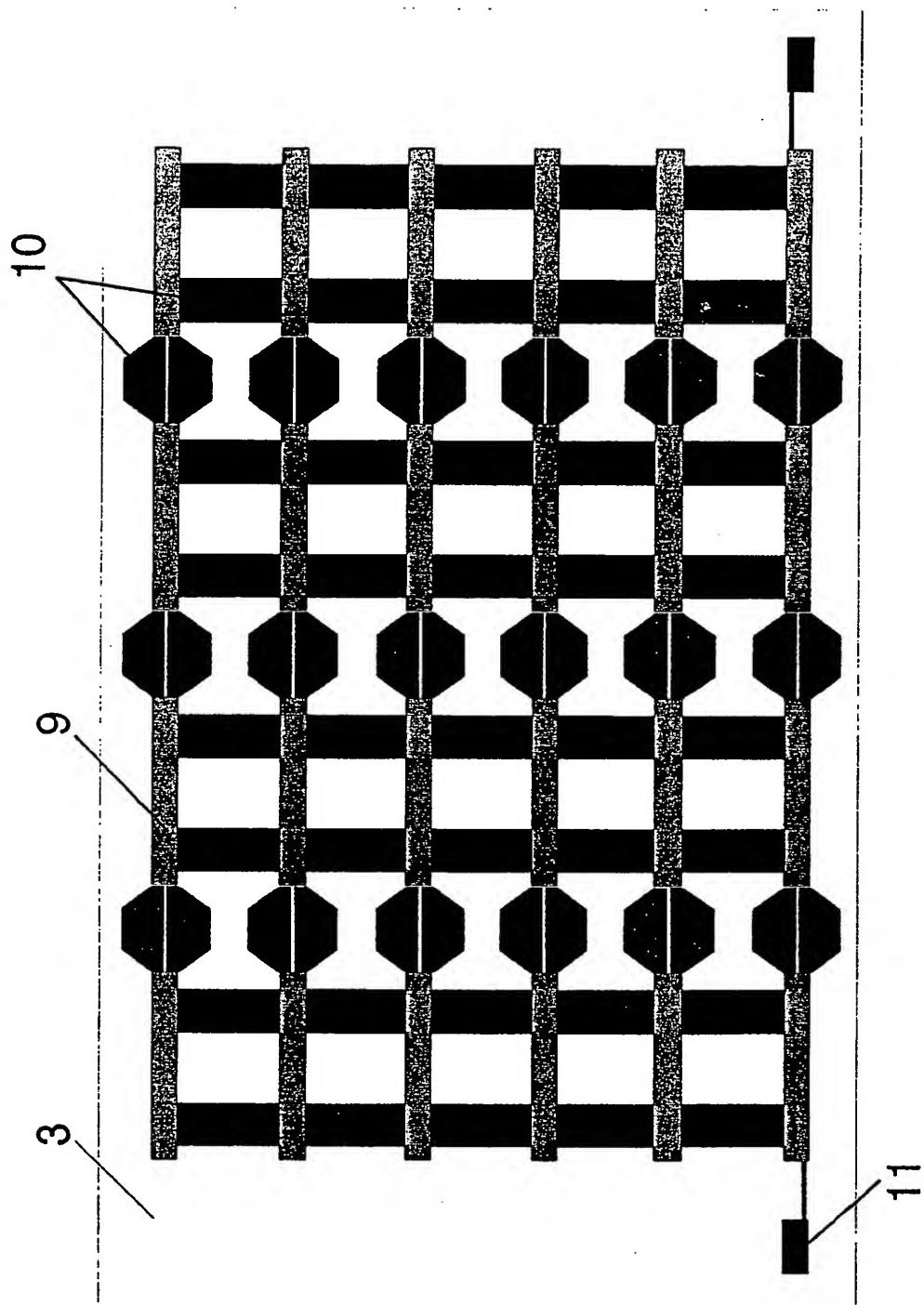


Fig. 3

102 330/143

BEST AVAILABLE COPY

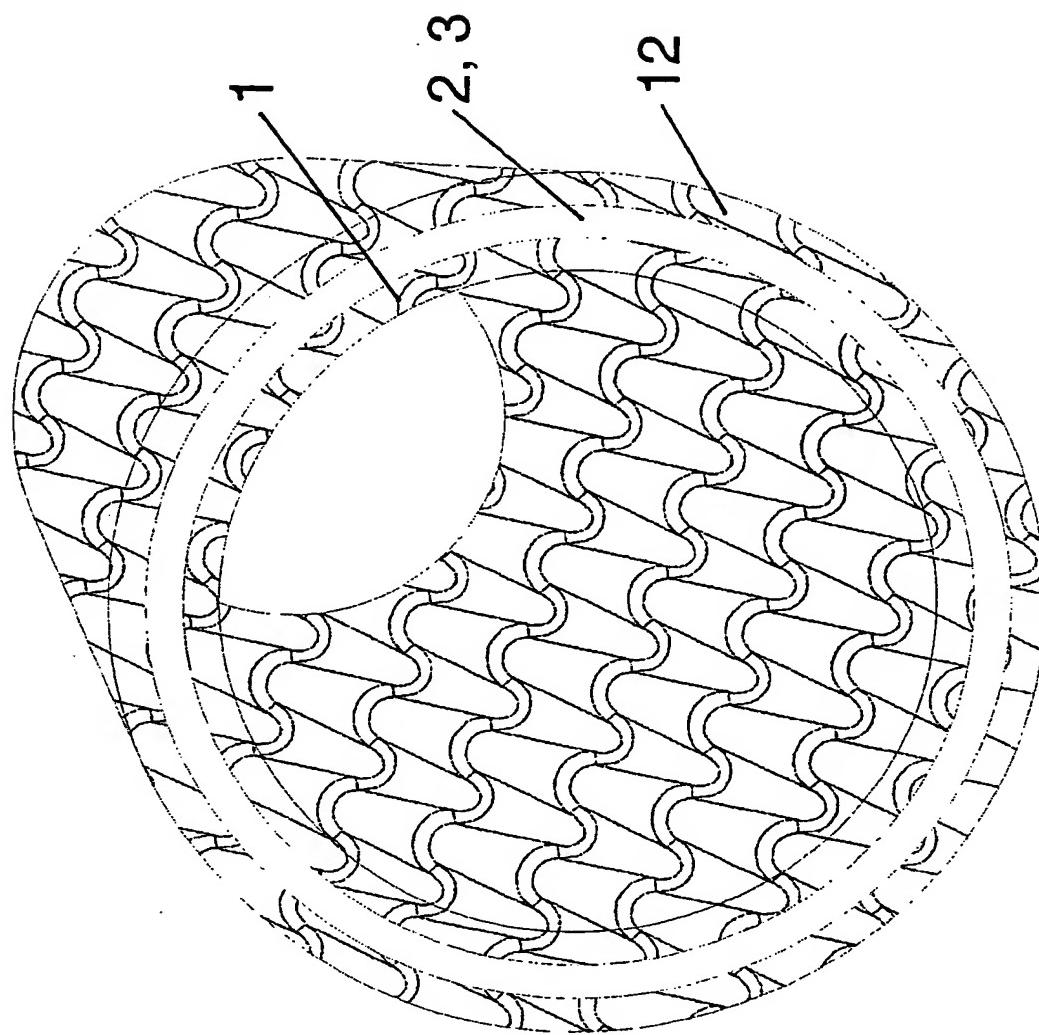


Fig. 5

BEST AVAILABLE COPY

102 330/143

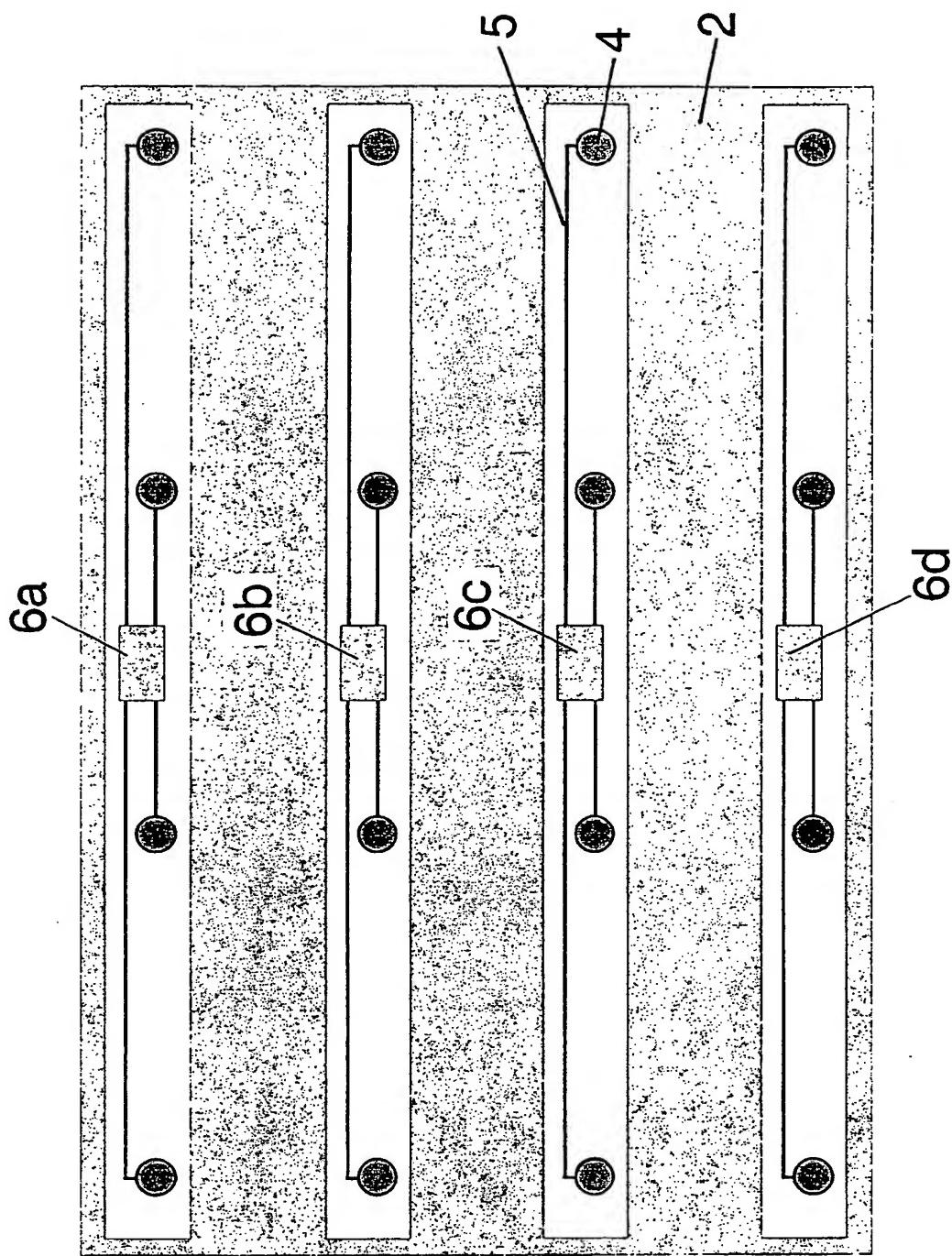


Fig. 7

BEST AVAILABLE COPY

102 330/143